

## Imaging methods and apparatus

Patent Number: EP0526970, A3, B1  
 Publication date: 1993-02-10  
 Inventor(s): ZENG GENSHENG LAWRENCE (US); GULLBERG GRANT T (US); TUNG CHI-HUA (US); CHRISTIAN PAUL E (US); MORGAN HUGH T (US)  
 Applicant(s): PICKER INT INC (US); UNIV UTAH (US)  
 Requested Patent: JP5302979  
 Application Number: EP19920305165 19920605  
 Priority Number (s): US19910712676 19910610  
 IPC Classification: G06F15/62  
 EC Classification: A61B6/00B; G01T1/29D4; G06T11/00T  
 Equivalents: JP3128634B2, US5210421  
 Cited Documents: WO9100048

### Abstract

A single-photon emission computed tomography system includes three gamma camera heads (22a), (22b), (22c) which are mounted to a gantry (20) for rotation about a subject (12). The subject is injected with a source of emission radiation, which emission radiation is received by the camera heads. A reconstruction processor (112) reconstructs the emission projection data into a distribution of emission radiation sources in the subject. Transmission radiation from a radiation source (30) passes through the subject and is received by one of the camera heads (22a) concurrently with the emission radiation. The transmission radiation data is reconstructed into a three-dimensional computed tomography type image representation of radiation attenuation characteristics of each pixel of the subject. An attenuation correction processor (118) corrects the emission projection data to compensate for attenuation along the path or ray that it traversed. In this

manner, an attenuation corrected distribution of emission sources is generated. 

Data supplied from the esp@cenet database - I2

### Description

The present invention relates to imaging methods and systems. It finds particular application in conjunction with single-photon emission computed tomography (SPECT) with multi-headed cameras and will be described with particular reference thereto. It is to be appreciated, however, that the invention will also find application in other non-invasive investigation techniques such as positron emission tomography (PET) and other diagnostic modes in which a subject is examined for emitted radiation.

Heretofore, single photon emission computed tomography has been used to study the radionuclide distribution in subjects. Typically, one or more radiopharmaceuticals were injected into a patient. The radiopharmaceuticals were commonly injected into the patient's blood stream for imaging the circulatory system or for imaging specific organs which absorb the injected radiopharmaceuticals. Gamma or scintillation camera heads were placed closely adjacent to a surface of the patient to monitor and record

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-302979

(43) 公開日 平成5年(1993)11月16日

(51) Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 T 1/161		B 7204-2G		
		E 7204-2G		
// G 0 6 F 15/62	3 9 0 B	9287-5L		

審査請求 未請求 請求項の数25(全 20 頁)

(21) 出願番号 特願平4-174823

(22) 出願日 平成4年(1992)6月9日

(31) 優先権主張番号 07/712, 676

(32) 優先日 1991年6月10日

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 391027631

ピカー インターナショナル インコーポ  
レイテッド

PICKER INTERNATIONAL  
INCORPORATED

アメリカ合衆国 オハイオ州 44143, ハ  
イランド ハイツ, マイナ ロード 595

(74) 代理人 弁理士 飯田 伸行

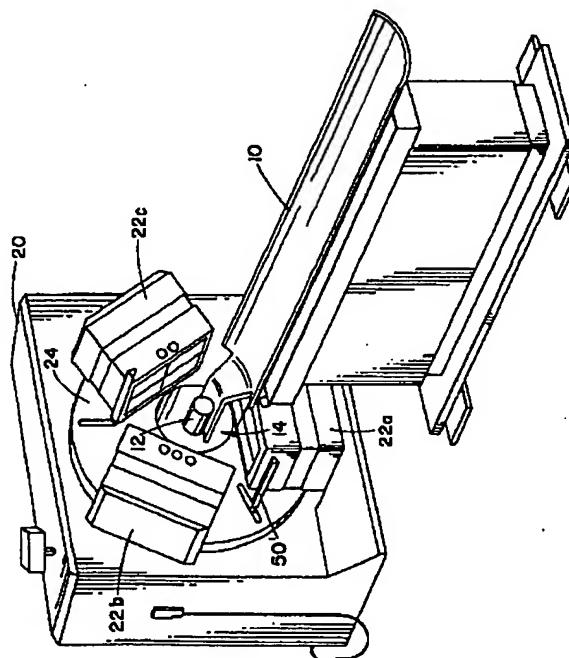
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 同時透過・放出型集束断層撮影法

(57) 【要約】

【目的】 改良された新規の同時透過・放出型断層撮影の方法および装置を提供する。

【構成】 マルチヘッド型カメラによる単光子放射型コンピュータ断層撮影システムにおいて、検査域を中心にそれに面しながら移動するように配設され、それぞれが、検査域からの放射線を捕捉し、その放射線を示す出力信号を発する3器のガンマカメラヘッドと、検査域をはさんで各ヘッドのうちの1器に対向するように配設された透過放射線源とを特徴としている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 検査域を中心にそれに面しながら移動するように配設され、それぞれが、検査域からの放射線を捕捉し、その放射線を示す出力信号を発する3器のガンマカメラヘッドと、  
検査域をはさんで各ヘッドのうちの1器に対向するように配設された透過放射線源とを含むことを特徴とするガンマカメラシステム。

【請求項2】 検査域中の被験者が、少なくとも第一のエネルギーレベルの放射性核種を注入され、放射線源が第二のエネルギーレベルの放射線を発し、各ガンマカメラヘッドが第一および第二のエネルギーレベルの出力信号を発し、  
放射線源に対向するヘッドからの放射線源に相当する第二のエネルギーレベル信号を他2器のカメラヘッドによって捕捉された他の光電ピーク放出光子にしたがって補正する手段をさらに含み、各カメラヘッドからの第二のエネルギーの出力信号が第二のエネルギー補正手段に接続されている請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項3】 検査域中の被験者が放射性薬品を注入され、放射線源に対向していない少なくともガンマカメラヘッドからの放射性薬品に相当する出力信号を補正して、放射線源からの放射線を補償する手段をさらに含む請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項4】 検査域中の被験者が放射性核種を注入され、  
放射線源に対向するヘッドからの透過放射線出力信号から減衰係数を決定する手段と、  
ヘッドからの放出放射線信号から、放射性核種の分布を表わす減衰補正された画像を再構成する手段とをさらに含む請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項5】 透過放射線源が、  
線放射線源、  
板放射線源、  
点放射線源、  
コリメータの入口面に比較して小さい平坦な長方形放射線源、  
コリメータの入口面に比較して小さい円板放射線源および投光照明灯放射線源のうちのひとつを含む請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項6】 各ガンマカメラヘッドの放射線捕捉面に搭載されたコリメータをさらに含み、放射線源に対向するガンマカメラヘッドに搭載されたコリメータが、  
扇形光束コリメータ、  
円錐光束コリメータ、  
非点収差コリメータおよび並行コリメータのうちのひとつである請求項5記載のガンマカメラシステム。

【請求項7】 透過放射線源がX線管球および放射性核種的一方を含む請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項8】 透過放射線源からの放射線がそこから検

査域をはさんで反対側にある1器のヘッドに当たるように制限する放射線源コリメータ手段をさらに含む請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項9】 放射線源を検査域に近づけ、また検査域から離すように移動させる手段をさらに含む請求項1記載のガンマカメラシステム。

【請求項10】 ガンマカメラヘッドを検査域を中心に円周方向に移動させる円周方向移動手段と、  
ガンマカメラヘッドを検査域に近づけ、また検査域から離すように放射方向に移動させる放射方向移動手段と、  
放射線源とそれに対向するヘッドとが互いに対して一定の間隔を維持するように少なくとも放射線源移動手段および放射方向移動手段を制御する制御手段とをさらに含む請求項9記載のガンマカメラシステム。

【請求項11】 検査域中の被験者から出る放射線を捕捉する、検査域に対面する複数のガンマカメラヘッドと、  
各ヘッドのうちの1器が、検査域を横断した放射線源からの透過放射線をさらに捕捉するように、検査域をはさんでその1器のヘッドに対向するように配設された放射線源と、

ヘッドおよび放射線源を検査域を中心に円周方向に移動させる円周方向移動手段と、  
ヘッドを検査域に近づけ、また検査域から離すように移動させる放射方向移動手段と、  
該1器のヘッドからの捕捉された透過放射線データと、  
各ヘッドからの放出放射線データとを同時に処理して、  
検査域中の放出放射線の分布を表わす減衰補正された画像にする再構成手段とを含むことを特徴とするガンマカメラシステム。

【請求項12】 放射線源を検査域に近づけ、また検査域から離すように移動させる手段と、  
放射線源と1器のヘッドとが互いに対して一定の間隔を維持するように放射方向移動手段および放射線源を制御する制御手段とをさらに含む請求項11記載のガンマカメラシステム。

【請求項13】 再構成手段が、  
透過放射線データから減衰補正值を計算する減衰データ処理手段と、  
減衰補正值および放出データから、補正された画像表示を再構成する放出データ処理手段とを含む請求項11記載のガンマカメラシステム。

【請求項14】 3ヘッド型ガンマカメラシステムからの放出投射信号を再構成して、減衰媒体中の放出放射線源の分布を示す画像化画像を描出する方法であって、  
媒体を中心に各ヘッドを回転させながら放射線を媒体に通過させて各ヘッドのうちの1器に投射し、透過投射データを捕集し、  
媒体を中心に各ヘッドを回転させる間、媒体中に分布した放出放射線源からの放出放射線を3器のヘッドによって捕捉し、放出投射データを捕集し、

透過投射データおよび放出投射データをそれらの間の漏話に関して補正し、

画素化空間の透過データから減衰係数を求め、

放出投射データ組および減衰係数組から、媒体中の放出放射線源の分布を表わす画像空間を再構成することを特徴とする方法。

【請求項15】 放射線を検査域に透過させる段階において、透過放射線が、X線管球からのX線ならびに、線放射線源、長方形放射線源、点放射線源、円板放射線源、線放射線源および投光照明灯放射線源のうちの一つから出るガンマ放射線の方であり、

媒体からヘッドに通過する放射線を、扇形光束コリメータ、円錐光束コリメータ、非点収差コリメータおよび並行コリメータの少なくとも一つによって平行にする段階をさらに含む請求項14記載の方法。

【請求項16】 透過投射を多ピーク放出放射性核種からの散乱および光電ピーク光子に関して補正することをさらに含む請求項14記載の方法。

【請求項17】 放出放射線源および透過放射線源がそれぞれ第一および第二のエネルギーを有し、透過投射信号を補正する段階が、

第一および第二のエネルギーの放射線光子を各3器のヘッドによって測定し、

ヘッドのうちの1器の透過投射データから透過投射データの一部を減じて、補正された透過投射データを生成し、

補正された透過投射データから補正された透過画像表示を再構成し、補正された透過画像表示から減衰係数を求めることを含む請求項16記載の方法。

【請求項18】 透過放射線源と放出放射線源とが実質的に同じエネルギーを有し、透過投射データを漏話に関して補正する段階が、

透過放射線源に対向していない2器のヘッドからの放出投射データを監視し、

透過放射線源にまっすぐ対向するヘッドの同時に測定した透過投射データおよび放出投射データから、監視された放出投射データを減じることを含む請求項14記載の方法。

【請求項19】 画素化空間の減衰係数を求める段階が、放出投射データを透過放射線源からの散乱に関して補正することを含む請求項14記載の方法。

【請求項20】 透過放射線源と放出放射線源とが異なるエネルギーを有し、補正段階が、

透過光子および放出光子のうち放出エネルギー範囲内に散乱する部分を3器のヘッドによって測定し、

3器のヘッドの測定された放出投射データから測定部分を減じて、補正された放出投射データを生成し、このデータを放出放射線源分布の表示に再構成することを含む請求項19記載の方法。

【請求項21】 透過放射線源と放出放射線源とが同じエ

ネルギーを有するものであり、補正段階が、

透過光子および放出光子のうち、放出エネルギー範囲内にあり、透過放射線源にまっすぐ対向していない2器のヘッドによって検出された部分を測定し、

放射線源に対向していないヘッドの測定された透過投射データから該部分を減じて、減衰係数に再構成するための補正された透過データを生成することを含む請求項19記載の方法。

【請求項22】 透過投射データと放出投射データとを同時に測定する方法であって、

第一のエネルギーの透過放射線光子を、減衰媒体の一方の側の放射線源から、透過放射線源から媒体をはさんで反対側に配設された第一のガンマカメラヘッドへと透過させ、

減衰媒体中に分布した放出放射線源からの放出放射線光子を第一のカメラヘッドおよび少なくとも1器のさらなるカメラヘッドによって検出し、

検出器ヘッドによって捕捉された第一のエネルギーの光子と第二のエネルギーの光子とを分けて、第一のエネルギー透過投射データおよび第二のエネルギー放出投射データを生成し、

放出投射データを第一のヘッドによって生成された透過投射データにしたがって補正することを特徴とする方法。

【請求項23】 第一のヘッドによって生成された透過投射データを他のヘッドによって生成された透過投射データにしたがって補正することをさらに含む請求項22記載の方法。

【請求項24】 被験者からの透過光子と放出光子とを同時に測定する方法であって、

透過放射線光子源からの透過放射線光子を被験者に通過するように向け、

被験者を透過した透過光子と、被験者中に分布した放出放射線源から出る放出光子とを第一のカメラヘッドによって同時に検出し、

放出光子と散乱した透過光子とをさらなるカメラヘッドによって同時に検出し、

第一のヘッドからの出力データを他のヘッドからの出力データによって補正し、他のヘッドからの出力データを第一のヘッドからの出力データによって補正することを特徴とする方法。

【請求項25】 被験者中の放出放射線源の分布を測定する方法であって、

被験者の一部切除した残りの部分にのみ放射線光子を透過させ、

被験者の一部切除した残りの部分を透過した透過放射線光子を検出し、

一部切除した残りの部分の検出された透過光子から被験者の放射線減衰特性を測定し、

被験者中に分布した放出放射線源によって発された放出

放射線光子を検出し、

検出された放出放射線光子および減衰特性から、被験者中の放出放射線源の分布の表示を再構成することを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、医療診断用の結像技術に関する。本発明は特に、マルチヘッド型カメラによる単光子放射型コンピュータ断層撮影法（SPECT）とともに適用され、以下、それを具体的に参照しながら本発明を説明する。しかし、本発明はまた、他の非侵襲性の検診技術、例えば陽電子放射断層撮影法（PET）および被験者を放出放射線に関して検診する他の診断形態にも適用されることを理解しなければならない。

【0002】

【従来の技術】今日まで、被験者体内の放射性核種の分布を検査するためにはSPECTが使用されてきた。通常、1種以上の放射性薬品を患者に注入する。放射性薬品は一般に、循環器系の画像や注入された放射性薬品を吸収する特定の器官の画像を得るために患者の血流に注入する。ガンマカメラヘッドまたはシンチレーションカメラヘッドを患者の体面に近接させて配置し、放出した放射線を監視、記録する。SPECTでは、被験者を中心にヘッドを回転させるか角度ごとに合わせて複数の方向から放出放射線を監視する。多数の方向から監視した放射線データを再構成して、患者の体内に分布する放射性薬品を表わす三次元画像にする。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】SPECT結像技術に伴う問題の一つは、被験者の体のうち放出する放射性核種とカメラヘッドとの間の部分による光子の吸収および散乱が、得られる画像をゆがめることである。光子の減衰を補償するための一つの解決策は、光子減衰が被験者の体じゅうで均一であると仮定することである。すなわち、患者の体は、放射線減衰の点では完全に均質であり、骨、軟組織、肺などごとに区別がないものと仮定する。これにより、被験者の体面の輪郭に基づき、減衰の見積りを行なうことができる。いうまでもなく、人間の被験者は均一な放射線減衰を生じさせず、特に胸部においてそうである。

【0004】より正確な放射線減衰測定を行なうために、透過型コンピュータ断層撮影技術を使用する直接測定が行なわれてきた。すなわち、放射線源から放射線を患者に投射し、減衰しなかった放射線を反対側の検出器によって捕捉する。放射線源および検出器を回転させて多数の角度からデータを捕集する。従来の断層撮影アルゴリズムを利用して、このデータを再構成して画像表示にする。透過型コンピュータ断層撮影画像から得た被験者の放射線減衰特性を利用して、後のSPECTまたは他の放出試験における放射線減衰を補正する。

【0005】この二段階技術に伴う問題の一つは、透過型コンピュータ断層撮影法の画像とSPECTまたは他の放出型検査の画像とを整合することにある。2種の画像をうまく位置合わせできないと、再構成された画像の診断上の価値を損なう誤った放射線減衰情報が得られる。整合性は、患者の解剖学的構造に対して一定の位置関係を有することが知られる別々の体外または体内の目印を2種の検査に使用することによって改良することができる。もう一つの技術は、三次元体面識別アルゴリズムを使用して、画像の外面の数値モデルを構成することである。そして、最適なマッチングが見いだされるまで、その数値モデルを並進、回転、拡大縮小させる。それにもかかわらず、異なる形態からの画像どうしを組み合わせる際には重大な不確実性が依然として存在する。そのうえ、2種の形態の走査を行なう場合には、不便さ、費用および二重の走査時間を避けることができない。

【0006】これらの不利を解決するために、同時透過・放出型のデータ獲得が利用されてきた。ガンマカメラヘッドを被験者の一面に配置し、大きな平面放射線源をカメラヘッドに対向させて、例えば被験者とカメラヘッドの釣合い重りとの間に配設する。大きな平面放射線源中の放射性核種とは異なる放射性核種を患者に注入する。従来の2種放射性核種技術を利用して、注入または放出された放射性核種からのデータと、大きな平面放射線源または透過放射線から得たデータとを分ける。並行光線透過型コンピュータ断層撮影アルゴリズムを利用して透過データを再構成し、放出放射線の再構成に使用する減衰補正係数を求める。

【0007】大きな平面放射線源を使用する際の問題は、その高高さおよび重量にある。平面放射線源の大きさが、多数のガンマカメラを備えたシステムの使用を妨げる。もう一つの欠点は、並行光線の幾何学形状再構成の劣る計数統計である。強めの放射線源を使用して、この劣る計数統計を補償することもできるが、それに伴って患者をより以上の放射線に暴露させることは望ましくない。

【0008】本発明は、上記に述べた問題およびその他の問題をも解消する、改良された新規の同時透過・放出型断層撮影の方法および装置を考案する。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の一態様によると、同時透過・放出型の断層撮影システムが得られる。3器以上のガンマカメラが、放出放射性核種を受ける被験者を中心に一定の間隔をもって搭載される。外部放射線源が、ガンマカメラの少なくとも1器に対向して通常は他の2器の間に配設される。第一のアルゴリズム手段が、第一のガンマカメラによって検出された透過放射線を処理して、そこから減衰補正係数を求める。第二のアルゴリズム手段が、減衰補正係数を利用して放射線減衰

7

を補正することにより、ガンマカメラが捕捉した放出放射線を画像表示に再構成する。

【0010】本発明のもう一つの態様によると、3ヘッド型SPECTシステムからの放出投射信号を再構成する方法が得られる。透過投射信号および放出投射信号を組にして捕集する。透過投射信号および放出投射信号をエネルギーウィンドー漏話に関して補正する。透過投射信号を一組の減衰係数に再構成する。放射投射信号および減衰係数を再構成して、被験者の減衰に関して少なくとも部分的には補償された、画素空間中の放出放射性核種の分布を表わす画像空間の見積りを得る。

【0011】本方法のさらに限定的な態様によると、反対側に配設された放射線源からコリメータを通過する放射線を捕捉するカメラヘッドによって透過投射信号を捕集する。放射線源とコリメータとの組み合わせは、扇形コリメータ付きの線放射線源、扇形コリメータ付きの長方形放射線源、円錐形コリメータ付きの円板放射線源、2本の異なる焦線に配することができる非点収差コリメータ付きの線放射線源、並行コリメータ付きの投光照明灯放射線源または任意の形状のコリメータを備えた一般的な放射線源を含むことができる。そのうえ、投射放射線源は、放射性核種、X線管球などであることができる。

【0012】本発明の他のさらに限定的な態様によると、カメラヘッドによって捕集した透過データおよび放出データを散乱放射線およびその他の光電ピークに関して補正する。

【0013】本発明のもう一つの態様によると、異なるエネルギーを有する透過放射線源と放出放射線源からの透過投射データと放出投射データとを同時に測定する方法が得られる。透過放射線および放出放射線のエネルギー源のためのエネルギーウィンドーを設定する。透過放射線源は、入射する透過光子が第一のガンマカメラヘッドにのみ投射するように配設される。第一のヘッドによって検出された透過データならびに第一、第二および第三のヘッドによって検出された放出データの少なくとも一方を減算補正する。

【0014】本発明のもう一つの態様によると、同じエネルギーを有する透過放射線源と放出放射線源からの透過投射データと放出投射データとを同時に測定する方法が得られる。透過エネルギー源は、入射する透過光子が第一のヘッドにのみ投射するように配設される。他のガンマカメラヘッドによって捕集された放出データを、吸収、散乱および他の光電ピークに関して、第一のヘッドによって検出された透過光子から導いたデータによって補正する。

【0015】本発明のもう一つの態様によると、一部切除を受けた透過走査を利用して減衰を補正する方法が得られる。放出投射データおよび一部切除透過投射データを得る。一次方程式の系を解く再構成アルゴリズムを利

8

用して透過投射データを再構成する。再構成した一部切除透過データから減衰率を決定する。再構成した一部切除透過データから決定した減衰率を利用することにより、減衰を補正して放出投射データを再構成する。

【0016】

【発明の目的】本発明の第一の利点は、減衰補正された放出放射線データの再構成を正確かつ効果的に行なうことができることである。

【0017】本発明のもう一つの利点は、放出データと透過補正データとを同時に捕集することができることである。

【0018】本発明のさらなる利点は、以下の詳細な説明を検討、理解することにより、当業者には明確に理解されるであろう。

【0019】

【実施例】図1を参照すると、SPECTカメラアセンブリは、被験者、例えば人体模型12または人間の患者を検査域14に保持する寝台または支持手段10を含む。

【0020】さらに図1そして図2を参照すると、ガントリ20が複数のガンマカメラヘッド22a、22bおよび22cを検査域14の周囲に一定の間隔をもって、例えば120°ごとに支持している。さらに詳細には、各カメラヘッドを搭載した回転ドラムまたは面板24を含む回転手段と駆動モータ26とが、各カメラヘッドを検査域を中心に選択的に回転させる。直線駆動手段、例えばモータ28a、28bおよび28cがスクリュードライバ30a、30bおよび30cを回転させ、これらが従動体32a、32bおよび32cと係合している。この直線駆動手段は面板の反対側に搭載され、ローラキャリッジ34a上の各ガンマカメラヘッドを、レールまたはガイド36沿いに被験者に近づけ、また被験者から離すように放射方向に選択的に移動させる。

【0021】被験者を中心に各カメラヘッドを回転させ、回転中にそれらを被験者に近づけ、また被験者から離すための制御手段が従来どおり設けられている。さらに詳細には、角位置検出器38が、面板24の、任意の0°原点からの回転の度数を検出する。参照テーブル40には、選択可能な複数の軌道の一つ、例えば患者の体格にもっとも近く適合するあらかじめ選択した大きさの楕円軌道がロードされている。参照テーブル40は、監視によって得られた角度によってアドレス指定され、その角度にあるカメラヘッドごとに検査域の中心からの放射方向距離が検索される。比較手段42が、参照テーブルから得た所望の放射方向距離を、各ヘッドからの実際の、その時点での放射方向距離と比較する。その誤差は駆動装置44a、44bおよび44cに伝達され、各駆動装置が、対応する直線モータ28a、28bおよび28cを動かしてヘッドを相当する物理的距離だけ移動させる。メモリ更新手段46が、現在位置メモリ48にある各ヘッドの相当する放射方向位置の誤差に応じて距離を加減する。これにより、



あらかじめ計算した軌道を記憶した大きなメモリ、例えばディスク（図示せず）から参照テーブルをロードし直すだけで、カメラヘッドは被験者を中心に円形の経路、楕円形の経路、ピーナツ形の経路またはその他の軌道に沿って動くことができる。円形の経路が左右対称ならば、捕集したデータの再構成が容易である。一方、楕円形およびピーナツ形の軌道はガンマカメラヘッドを患者のより近くで動かし、画像品質を改善することになる。

【0022】図1の実施態様では線放射線源である放射線源50は、第一のガンマカメラヘッド22aにまっすぐ対向して、他2器のガンマカメラヘッド22bと22cとの間に搭載されている。放射線源は、第一のカメラヘッド22aに近づけるかそれから引き離すかを選択しながら放射方向に配置することができる。好ましくは、放射線源をカメラヘッド22bおよび22cの面よりも後方に配設し、放射線源からの放射線が他のカメラヘッド22bおよび22cにまっすぐ当たることをないようにする。平行化手段または遮蔽手段51を放射線源に取り付け、放射線の投射を、第一のカメラヘッド22aを2線によって区切る扇形光束に制限している。任意には、1個以上のさらなる放射線源50'を設けてもよい。透過放射線源は、放射性核種を充填した管もしくは容器であってもよいし、能動性の放射線発生器、例えばX線管球であってもよい。

【0023】モータ52がスクリュウ54を回転させ、このスクリュウが従動体56を移動させる。従動体56は放射線源を放射方向に移動させるために取り付けられている。好ましくは、放射線源50と第一のカメラヘッド22aとが一定の距離だけ離れるように制御回路によってモータ52を制御する。駆動装置44aがモータ28aを動かして第一のヘッド22aを移動させるとき、駆動装置58がモータ52を動かして放射線源を同じ距離だけ、しかし検査域の中心をはさんで反対の方向へと放射方向に移動させるように、方向転換手段60が移動の合図または方向を転換させる。あるいはまた、透過放射線源50は、隣接するヘッド22bおよび22cの一方に搭載してもよい。いずれのヘッドの動きも扇形の有効角を放射方向に変化させるため、再構成アルゴリズムを角位置によって調節して、有効扇形角の変化に対処するようにする。効果的な扇形角度はあらかじめ計算し、参照テーブル40に記憶させておくことが好ましい。

【0024】従来どおり、各カメラヘッドは、閃光を放つことによって入射放射線に応答するシンチレーション結晶を有している。一列の光電子増倍管が各閃光に応答して電気信号を発する。同じシンチレーションまたは閃光に応答する信号どうしが組み合わせられる。得られた和の大きさが入射放射線のエネルギーを示し、もっとも近い光電子増倍管どうしの応答の関係がシンチレーションの空間的位置を示す。

【0025】図3を参照すると、コリメータ62が、一定の方向または光線、例えば図4の光線64に沿った放射線

を捕捉するシンチレーション結晶の各増分区域を限定している。コリメータは、焦点、通常は透過放射線源50に向けられた複数の翼板66を有している。これらの翼板は、対応する検出器ヘッドに当たる放射線を実質的に焦点からの光線に沿うものに限定するに充分なほど長いものである。好ましい実施態様においては、焦点およびヘッドの大きさは、検診を受ける患者または被験者が図4に示すような扇形の透過放射線の中に完全に包含されるようなものを選択する。

【0026】従来のガンマカメラヘッドは、2種以上のエネルギーのウィンドーまたは範囲の放射線を同時に結像することができる。従来のデュアルエネルギー型ガンマカメラヘッドでは、和の信号を振幅に基づいて分類する。さらに詳細には、エネルギーのウィンドーまたは範囲を設定する。各ウィンドーは、検診に使用される放射性核種の光電ピークまたはエネルギースペクトルに相当する。好ましい実施態様では、注入される、あるいは放出される放射性核種は、あらかじめ選択した一つのエネルギーを有し、放射線源50または透過放射線は、それとは異なる第二のエネルギーを有している。このようにして、カメラヘッドは、2種放射性薬品注入式の検診に使用される従来のエネルギー分離回路を使用することにより、透過放射線データと放出放射線データとを分ける。位置分解器が、一つのエネルギーウィンドー内のシンチレーションまたは放射線の事象に相当する結晶上の位置、ひいては光線の角度を分解する。

【0027】図6を参照すると、第一のヘッド22aは、透過放射線源50の範囲のエネルギーを有するシンチレーションごとに位置または光線の信号を分離、出力する第一のエネルギーレベル出力手段70tと、放出放射性核種のエネルギー範囲のシンチレーションごとに位置または光線の信号を分離、出力する第二のエネルギーレベル出力手段70eとを有している。第二のヘッド22bおよび第三のヘッド22cは、透過放射線をまっすぐに捕捉することはないが、透過放射線の散乱部分および放出放射線源の他の光電ピークからの光子については捕捉する。したがって、第二のヘッド22bは、透過エネルギー範囲のデータを分離、出力する透過エネルギー出力手段72tを有し、第三のヘッド22cは、透過エネルギー範囲のデータのための透過エネルギー出力手段74tを有している。透過放射線データ補正手段76が、出力手段70tからの透過エネルギーデータを透過エネルギー範囲における放出放射線光電ピークに関して補正する。

【0028】透過放射線補正手段76は、出力信号72tおよび74tをそれぞれ半分に分ける一対のディバイダ80および82を含む。加算手段84がこれらの半分の信号二つを加算して、ヘッド22bおよび22cによって捕捉された他の放出光電ピーク光子の事実上の平均である一つの信号を発する。減算手段86が、ヘッド22aからの透過エネルギー信号から、ヘッド22bおよび22cによって透過エネ

ルギー範囲に検出された放出放射線源の光子の平均数を減じる。補正透過放射線投射データメモリ88が補正透過投射データを記憶する。

【0029】透過再構成手段90が、従来のCTまたは繰返し再構成アルゴリズムによる透過放出データを再構成して三次元電子画像表示にする。この三次元電子画像表示は、三次元透過放射線または減衰画像メモリ92、例えば扇形光束再構成アルゴリズムに記憶される。減衰画像メモリ92の各画素またはヴォクセル(voxel)は、検査域14または検診を受ける被験者の相当する画素またはヴォクセルにより、放射線の減衰を表わす。したがって、ある画素またはヴォクセルにおいて放出放射線事象が発生するとき、光線が通過する各画素またはヴォクセルの減衰値を加算することにより、事象ヴォクセルと、シンチレーションが発生する各ヘッド上のポイントとの間の光線沿いの放射線減衰量を測定することができる。検出の減衰確率は、この和の負数の指数関数(exponentiation)である。介在する各画素またはヴォクセルを光線が通過する距離を測定することにより、さらなる補正を加\*

$$N = N_0 \times e^{-\mu x}$$

$$\text{投射} = \int \mu dx = \ln\left(\frac{N_0}{N}\right) \quad \text{ただし } N \leq N_0 \quad (1b)$$

$$\text{投射} = 0 \quad \text{ただし } N > N_0 \quad (1c).$$

【0032】この変換を実施した後、従来のCTまたは繰返し再構成アルゴリズムを利用して減衰係数 $\mu_{ij}$ の画像を得る。計算された減衰画像を利用して、放出検査における光子の減衰を補正する。

【0033】具体的な例として、拡大縮小手段94が75キロ電子ボルト(keV)のTl-201放出放射線源の減衰係数 $\mu_{ij}^{75}$

$$\mu_{ij}^{75} = \frac{\mu_{75keV}}{\mu_{140keV}} \times \mu_{ij}^{140} = \frac{0.184/cm}{0.153/cm} \times \mu_{ij}^{140} = 1.2 \mu_{ij}^{140} \quad (2).$$

【0035】もう一つの拡大縮小方法は、高い方のエネルギー(140 keV)の減衰画像に適用される。この方法は、75keVと140 keVの異なる素材の場合の一次減衰係数の参照テーブルを使用する。データ補間技術を利用して、140 keVでの減衰分布を75keVのそれに変換するための拡大縮小率を決定する。

【0036】第二のヘッドも同様に、放出エネルギー位置または光線信号出力手段72eを有し、第三のヘッド22cは放出エネルギー光線信号出力74eを有している。透過光子および散乱した放出光子の一部は、放出放射線エネルギー範囲内で検出される。放出放射線補正手段100が、測定された放出放射線のうち透過放射線に起因する

\*えることができる。光線が画素またはヴォクセルを一方の面から反対側面へと直角に通過するときは、全体の減衰値が加算される。光路が小さなコーナー部をかすめるだけならば、減衰値の相当する小さな部分が加算される。拡大縮小手段94が、減衰データを透過放射線源および放出放射線源のエネルギーの関係、例えばエネルギーの比率または非線形の関係にしたがって調整する。

【0030】透過型CTの主な目的は、対象の物体についての局所的な減衰係数を計算することである。画素またはヴォクセルあたりに得られる非減衰計数(フラッド画像(flood image)  $N_0$ )と特定の画素に見られた計数(記録された投射  $N$ )との比率の自然対数を求めることにより、透過型走査で記録された投射データを適当な形態に変換する。フラッド画像を超える計数が得られた部位については、減衰係数の線積分をゼロに等しく設定する。すなわち、以下のとおりである。

【0031】

【数1】

(1a).

30※ $\mu_{ij}^{140}$ を140 keVのTl-201透過放射線源の減衰係数 $\mu_{ij}^{140}$ に対して拡大縮小する場合、Tl-201放出の減衰係数 $\mu_{ij}^{75}$ は、以下の式によって概算される。

【0034】

【数2】

成分を除く。放出放射線補正手段100は、メモリ88からの補正された第一の検出器ヘッド透過放射線信号に拡大縮小率 $F_1$ を掛ける第一の乗算手段102aを含む。第二の乗算手段102bが、補正透過データメモリ88からの、第一の検出器ヘッドに相当する補正透過放射線信号に第二の拡大縮小率 $F_2$ を掛け、第三の乗算手段102cが、メモリ88からの補正透過信号に第三の拡大縮小率 $F_3$ を掛ける。

【0037】拡大縮小率 $F_1$ 、 $F_2$ および $F_3$ は、初期の較正試験によって決定される。この試験を始めるには、まず、常温の、すなわち放出源を含まない人体模型を使用して純粋な透過データを捕集する。補正率 $F_1$ 、



F<sub>i</sub> および F<sub>j</sub> は、ヘッドごとに、放出エネルギーウィンドーまたは範囲の計数と透過エネルギーウィンドーまたは範囲の計数との比率を計算することによって決定する。減算回路104 a、104 b および 104 c が、実際に測定した放出放射線投射データから、透過放射線値と相当する補正率との積を減じる。補正放出光線または位置信号メモリ106 a、106 b および 106 c が、それぞれヘッド22 a、22 b および 22 c からの補正放出投射データを記憶する。組み合わせ回路108 が、ヘッド22 a、22 b および 22 c からの補正放出データを合わせる。さらに詳細には、組み合わせ回路は、同じ光線を表わす各ヘッドからのデータどうしを合わせる。すなわち、コリメータ62がヘッドに対しての光路を定め、この光路に沿って放射線が移動し、ヘッド上の監視位置にシンチレーションを生じさせる。事象を監視した際のヘッド上の位置およびヘッドの角度が、相当する放出放射線源と捕捉地点との間の光線または光路を定める。

【0038】組み合わせ手段108 からの補正放出放射線データは、総放出投射データメモリ110 に記憶される。放出データ再構成プロセッサ112 が放出データを再構成して、相当する三次元画像表示にする。この画像表示は、放出画像メモリ114 に記憶される。画像表示端末116 またはその他の表示手段が、人間が読み取ることのできる再構成された放出分布を描出する。通常、患者の身\*

$$w_{ij}^{km} = \frac{A_{ij}^{km}}{\mu_{ij}} (1 - e^{-\mu_{ij} l_{ij}^{km}}) \quad \text{if } \mu_{ij} > 0 \quad (3c).$$

$$w_{ij}^{km} = l_{ij}^{km} A_{ij}^{km}, \quad \text{if } \mu_{ij} = 0 \quad (3d),$$

【0043】ただし、 $l_{ij}^{km}$  は、画素を通過する光線の長さである。減衰率  $A_{ij}^{km}$  は、 $b_{ij}$ 、つまり投射光が画素 (i, j) に進入する地点から検出器までの減衰係数  $\mu_{ij}$  の線積分の指数関数である。減衰補正が必要とされないならば、減衰係数  $\mu_{ij}$  はゼロに設定される。

【0044】さらに詳細には、減衰補正手段118 は、減衰率  $A_{ij}^{km}$  を計算する減衰率計算手段120 を含む。減衰率計算手段は、画素 (i, j) と検出器ヘッドとの間の角度  $\theta$  における各光線 k 沿いの拡大縮小された減衰係数  $\mu_{ij}$  の線積分の指数関数を計算する。当然ながら、画素と交わらない光線の場合にゼロの値を記憶する必要はない。

【0045】重みづけ因数算出手段122 が、放出データの光線 k および角度  $\theta$  ごとに、また放出分布画像メモリ114 の画素 (i, j) ごとに、式3 c にしたがって重みづけ因数  $w_{ij}^{km}$  を計算する。計算された重みづけ因数は、減衰重みづけ因数メモリまたは参照テーブル124 に記憶される。放出データ再構成手段112 が式3 b の乗算および加算を実施して、各繰返しにおける画像値  $X_{ij}$  を

\* 体を表わす種々の態様、例えば横方向もしくは側方向の断面または三次元的な斜視表示さえをも選択することができる。減衰補正手段118 が、繰返し再構成アルゴリズムまたは手段により、総放出放射線投射データメモリ110 からの放出データ  $P_{km}$  を減衰に関して補正し、補正放出投射データを放出データ再構成手段に提供する。

【0039】より数学的に述べるならば、投射角度  $\theta$ 、および検出器ピン (bin) または光線 k における放出投射データ  $P_{km}$  ならびに、画素 (i, j) における画像または逆投射 (back projection) の値  $X_{ij}$  は、次のように定義される。

【0040】

【数3】

$$P_{km} = \sum_{ij} w_{ij}^{km} X_{ij} \quad (3a)$$

$$X_{ij} = \sum_{k,m} w_{ij}^{km} P_{km} \quad (3b),$$

【0041】ただし、重みづけ因数  $w_{ij}^{km}$  は、次の式によって求められる。

【0042】

【数4】

式4の繰返し式にしたがって求める。

【0046】大部分の再構成式におけるように、対象の区域は小さな画素に分割される。画素ごとに、放出放射性核種濃度および投射放射線減衰係数を決定する。これらのパラメータは、公算 (観測結果の確率) を最大にすることによって見積ることができる。好ましいアルゴリズムは、最大の公算見積りを計算する技術を含む。このアルゴリズムは、ポアソン式的光子計数および透過型断層撮影法と放出型断層撮影法との間の物理的差異を形作る独特の能力を有している。SPECTの場合、深さに伴う光子の減衰および分解能の変化を正しく処理することができ、正確な統計モデルの使用が低い計数での再構成の質を改善することができる。良好な統計モデルと物理モデルとの組み合わせは、より優れた再構成をもたらすはずである。放出データ再構成手段112 が実施する好ましいアルゴリズムは、以下に示すEM繰返し再構成アルゴリズムである。

【0047】

【数5】

15

$$x_{ij}^{n+1} = \frac{x_{ij}^n}{\sum_{k',m'} w_{ij}^{k'm'}} \sum_{k,m} [w_{ij}^{km} \frac{P_{km}}{P_{km}^n}]$$

16

(4).

【0048】図7を参照すると、放出放射線と透過放射線とを同じエネルギー範囲またはウィンドーによって感知することもできる。ヘッド22aは、透過放射線と放出放射線の両方を捕捉する。一方、ヘッド22bおよび22cは、放出放射線を捕捉する。ヘッド22a、22bおよび22cは、共通のエネルギー範囲の放射線のデータを出力する出力端子130a、130bおよび130cをそれぞれ有している。透過データ補正手段132が出力端子130aからのデータを検出器ヘッド出力端子130bおよび130cから出力された各放出データにしたがって補正する。さらに詳細には、透過データ補正手段は、出力端子130bおよび130cからのデータを半分に分けるディバイダ134および136と、半分を二つ合わせて第二および第三のヘッドによって捕捉されたデータの平均を求める加算手段138とを含む。減算手段140が、第一のヘッド22aによって捕捉されたデータから、第二および第三のヘッドによって捕捉された平均データを減じて、補正透過放射線投射データを生成する。生成されたデータは補正透過データメモリ手段88'に記憶される。透過データ再構成手段90'が補正透過データメモリ手段88'からの補正透過データを再構成して減衰画像データを生成する。生成されたデータは減衰画像メモリ手段92'に記憶される。

【0049】放出データ組み合わせ手段108'が、第二のヘッドからの放出データと第三のヘッドからの放出データとを合わせ、その放出データを放出データメモリ手段110'に記憶する。減衰補正手段118'が、2種のエネルギーを伴う実施態様に関して上述したように、放出データを減衰データにしたがって補正する。放出データ再構成手段112'が補正放出データを再構成して、放出放射線源分布画像を描出する。描出された画像は放出放射線源分布メモリ手段114'に記憶される。

【0050】図5を参照すると、コリメータが被験者の結像すべき対象部位に合焦するときに、より正確なガンマカメラ画像を再構成することができる。コリメータの焦点を患者の中心により近づけることにより、より優れた放出画像を描出することができる。透過放射線源を患者に近づけると、患者の一部が斜めに扇形の透過の外に出る。すなわち被験者の一部が切除される。身体の一部の切除部分は、再構成画像の周囲に同様な直径の環状のアーチファクトを生じさせやすい。

【0051】一つの解決策は、放出放射線と透過放射線の両方を捕捉するヘッド22aに使用するコリメータと、放出放射線のみを捕捉するヘッド22bおよび22cに使用するコリメータとを異なるものにすることである。すなわち、放出のみのヘッドには、比較的短い、例えば50cmの焦点距離を有するコリメータを設け、透過放射線と放出放射線の両方を捕捉するヘッド22aには、長めの、例

えば110cmの焦点距離を有するコリメータを設ける。

【0052】もう一つの解決策においては、人間の患者の楕円形の断面は、それほど大きく切除されていなければ、EM繰返し構成アルゴリズムおよび類似のアルゴリズムの減衰係数因数を計算して透過再構成問題を一次方程式の系の解として解くに十分なデータを提供することである。たとえ透過画像がゆがむとしても、減衰率 $A^{\mu_{eff}}$  (減衰分布 $\mu_{eff}$ の部分線積分の指数関数)は、放出測定から最大の影響を有する減衰率にとっては充分正確に測定することができる。

【0053】図8を参照すると、代替の実施態様において、透過放射線源は、扇形の光束を投射するか、透過放射線の扇形の光束を反対側の検出器ヘッドに搭載された扇形光束コリメータに向けて発するように制限する長方形板放射線源である。

【0054】図9を参照すると、もう一つの代替態様において、放射線源は、円錐形または角錐形の透過放射線を反対側に配設された検出器ヘッドに向けるように制限する点放射線源である。円錐光束コリメータは、その表面からいくらか離れた焦点に光線を合焦させる光通路を有するものである。

【0055】図10の代替態様においては、放出放射線源は小さく平坦な長方形放射線源または円板放射線源であり、コリメータは円錐光束コリメータである。

【0056】図11を参照すると、さらに別の代替態様として、透過放射線源は線放射線源であり、焦点を2本の異なる焦線に配する非点収差コリメータが使用されている。さらに別の代替態様として、投光照明灯放射線源および並行コリメータが使用されている。

【0057】本発明を好ましい実施態様に関して説明した。上記の詳細な説明を検討、理解することにより、変形および代替の態様が可能であることが当業者に明白となるであろう。本発明は、請求の範囲に該当するそのような変形および代替をすべて包含するものと理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるガンマカメラシステムの斜視図である。

【図2】ガンマカメラヘッドおよび透過放射線源位置制御装置を示す図である。

【図3】線放射線源、ガンマカメラヘッドおよび扇形光束コリメータを示す図である。

【図4】一部切除を受けていない透過走査を示す図である。

【図5】一部切除を受けた透過走査を示す図である。

【図6】図1のカメラシステムによって捕集した異なるエネルギー範囲の放出データおよび透過データを処理す

る技術を示す図である。

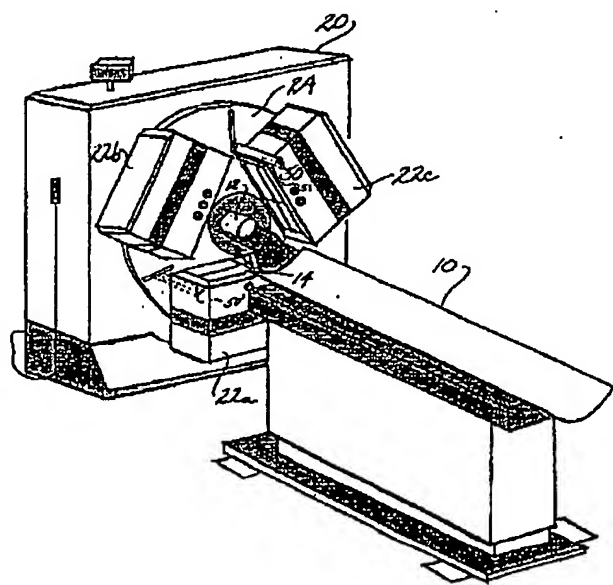
【図7】図1のカメラシステムによって捕集した同じエネルギー範囲の放出データおよび透過データを処理する技術を示す図である。

【図8】長方形板透過放射線源および扇形光束コリメータを使用する代替態様を示す図である。

【図9】円錐光束コリメータを備えた点透過放射線源を示す図である。

【図10】円錐光束コリメータを備えた円板放射線源を示す図である。

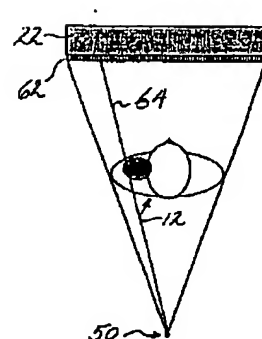
【図1】



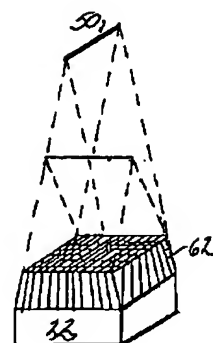
【図3】



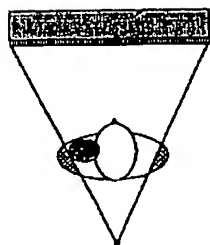
【図4】



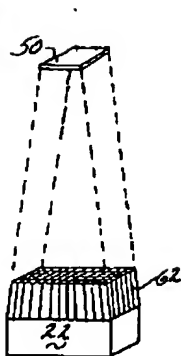
【図11】



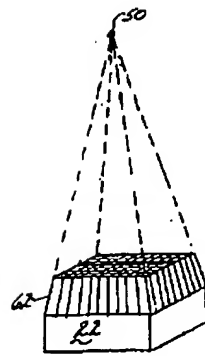
【図5】



【図8】



【図9】



【図10】

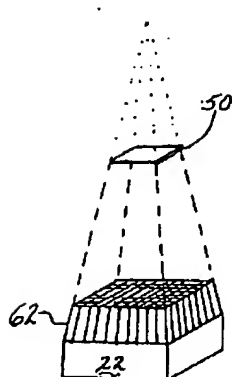
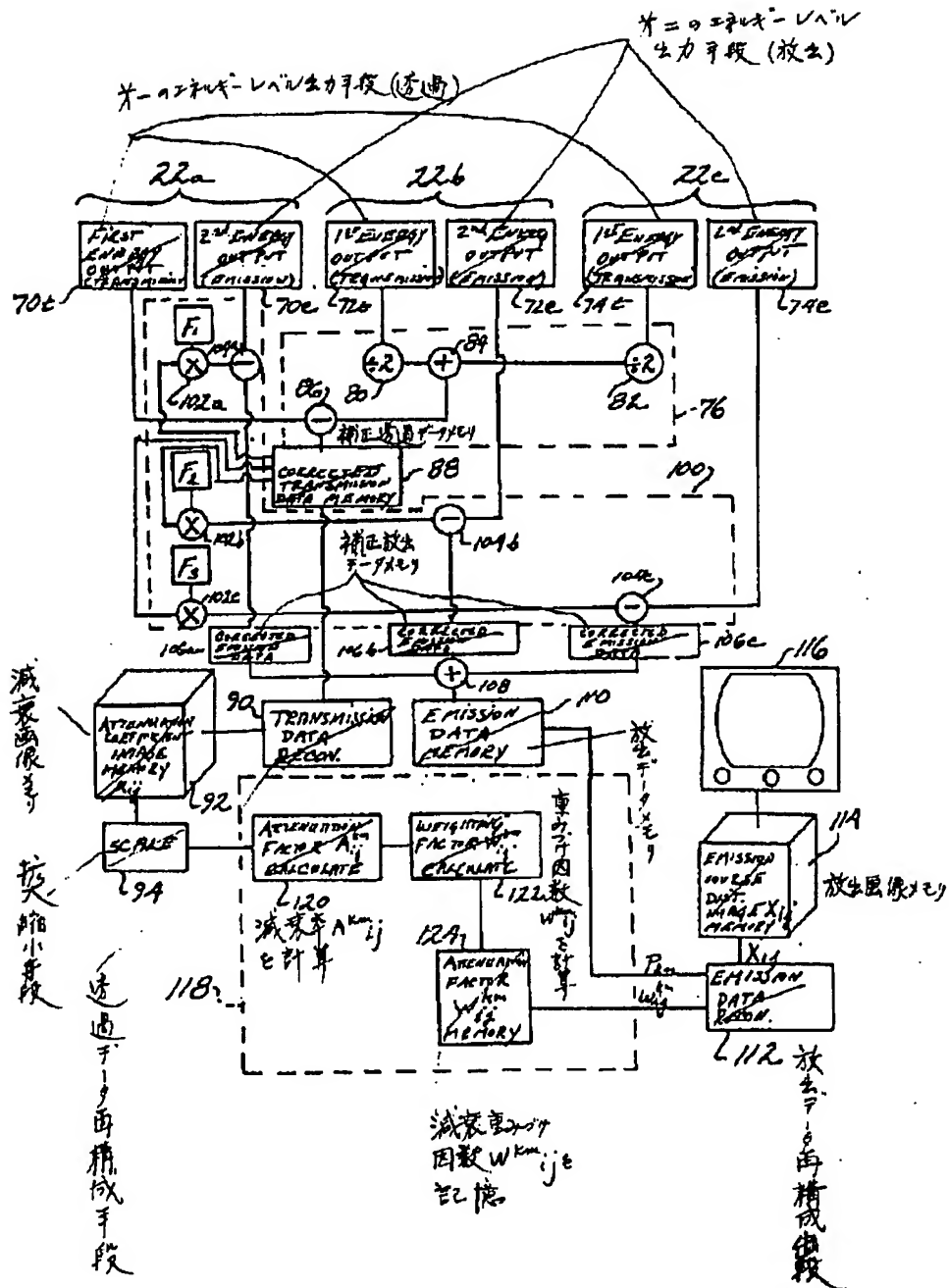
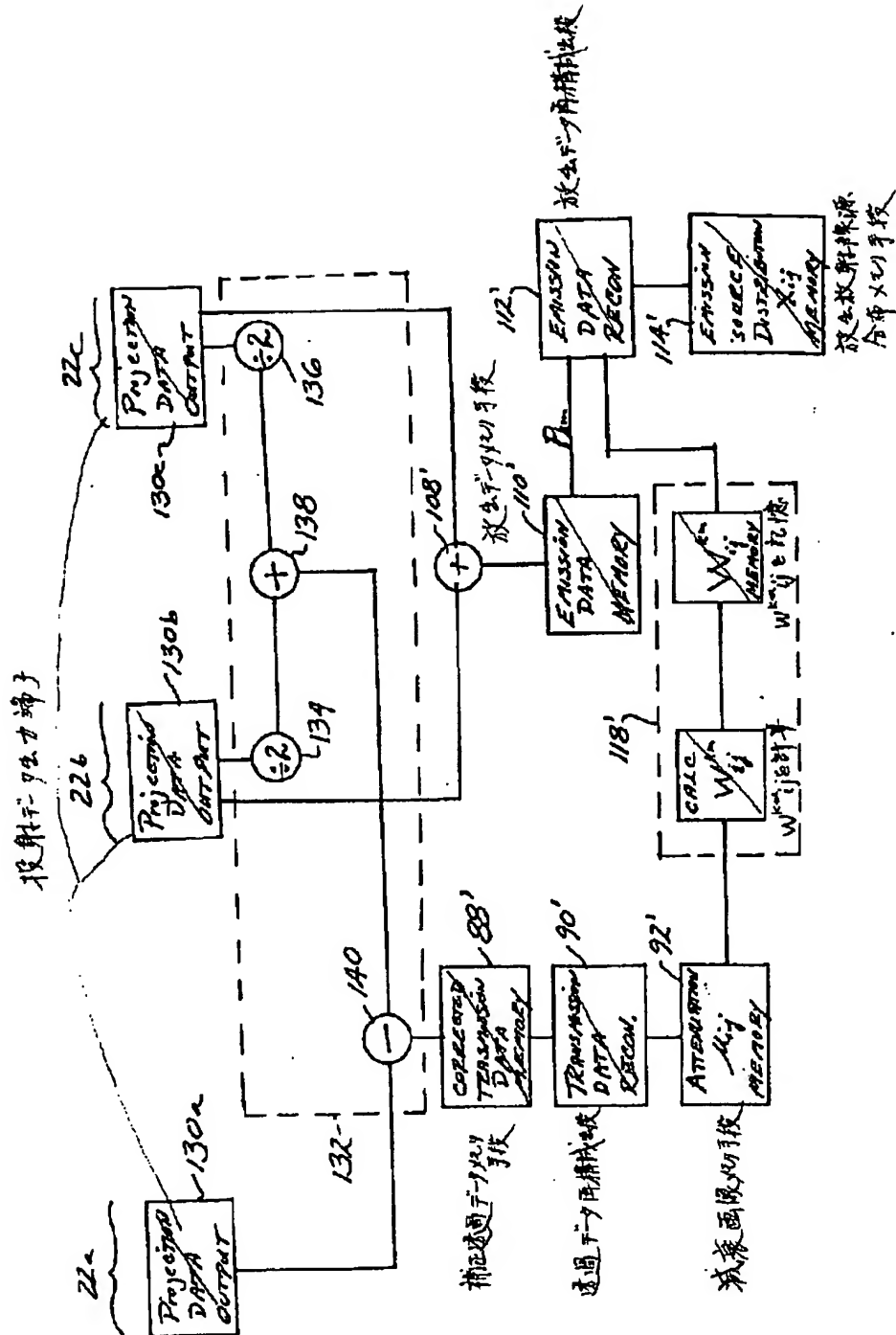


Figure 1 is a block diagram of a control system for a disk drive. The central component is a disk assembly (24) with a central hub (14) and a radial head (22). The radial head is divided into three sections: 22a (left), 22b (top), and 22c (bottom). Each section contains a motor (M) and a motor driver (44a, 44b, 44c). The motor drivers are connected to a central control unit (40) which includes a ROTATION ANGLE and RADIAL HEAD DISPLACEMENT sensor (42), three COMPARE blocks (42), and an UPDATE block (46). The UPDATE block is connected to a CURRENT POSITION MEMORY block (48). The central control unit (40) is also connected to a MOTOR DRIVER (44a) and a MOTOR DRIVER (44b). The diagram includes various labels for components and their connections, such as 26, 28a, 28b, 30a, 30b, 30c, 34, 36, 38, 40, 42, 44a, 44b, 44c, 46, 48, 52, 54, 56, 58, 60, and 62.

【図6】



【図7】



## 【手続補正書】

【提出日】平成4年8月6日

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0027】図6図7を参照すると、第一のヘッド22aは、透過放射線源50の範囲のエネルギーを有するシンチレーションごとに位置または光線の信号を分離、出力する第一のエネルギーレベル出力手段70tと、放出



放射性核種のエネルギー範囲のシンチレーションごと位置または光線の信号を分離、出力する第二のエネルギーレベル出力手段70eとを有している。第二のヘッド22bおよび第三のヘッド22cは、透過放射をまっすぐに捕捉することはないが、透過放射線の散乱部分および放出放射線源の他の光電ピークからの光子については捕捉する。したがって、第二のヘッド22bは、透過エネルギー範囲のデータを分離、出力する透過エネルギー出力手段72tを有し、第三のヘッド22cは、透過エネルギー範囲のデータのための透過エネルギー出力手段74tを有している。透過放射線データ補正手段76が、出力手段70tからの透過エネルギーデータを透過エネルギー範囲における放出放射線光電ピークに関して補正する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0048

【補正方法】変更

【補正内容】

【0048】図8を参照すると、放出放射線と透過放射線とを同じエネルギー範囲またはウィンドーによって感知することもできる。ヘッド22aは、透過放射線と放出放射線の両方を捕捉する。一方、ヘッド22bおよび22cは、放出放射線を捕捉する。ヘッド22a、22bおよび22cは、共通のエネルギー範囲の放射線のデータを出力する出力端子130a、130bおよび130cをそれぞれ有している。透過データ補正手段132が出力端子130aからのデータを検出器ヘッド出力端子130bおよび130cから出力された各放出データにしたがって補正する。さらに詳細には、透過データ補正手段は、出力端子130bおよび130cからのデータを半分に分けるディバイダ134および136と、半分を二つ合わせて第二および第三のヘッドによって捕捉されたデータの平均を求める加算手段138とを含む。減算手段140が、第一のヘッド22aによって捕捉されたデータから、第二および第三のヘッドによって捕捉された平均データを減じて、補正透過放射線投射データを生成する。生成されたデータは補正透過データメモリ手段88'に記憶される。透過データ再構成手段90'が補正透過データメモリ手段88'からの補正透過データを再構成して減衰画像データを生成する。生成されたデータは減衰画像メモリ手段92'に記憶される。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

【補正内容】

【0053】図9を参照すると、代替の実施態様において、透過放射線源は、扇形の光束を投射するか、透過放射線の扇形の光束を反対側の検出器ヘッドに搭載された

扇形光束コリメータに向けて発するように制限する長方形板放射線源である。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0054

【補正方法】変更

【補正内容】

【0054】図10を参照すると、もう一つの代替態様において、放射線源は、円錐形または角錐形の透過放射線を反対側に配設された検出器ヘッドに向けるように制限する点放射線源である。円錐光束コリメータは、その表面からいくらか離れた焦点に光線を合焦させる光通路を有するものである。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0055

【補正方法】変更

【補正内容】

【0055】図11の代替態様においては、放出放射線源は小さく平坦な長方形放射線源または円板放射線源であり、コリメータは円錐光束コリメータである。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正内容】

【0056】図12を参照すると、さらに別の代替態様として、透過放出源は線放射線源であり、焦点を2本の異なる焦線に配する非点収差コリメータが使用されている。さらに別の代替態様として、投光照明灯放射線源および並行コリメータが使用されている。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】図面の簡単な説明

【補正方法】変更

【補正内容】

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるガンマカメラシステムの斜視図である。

【図2】ガンマカメラヘッドおよび透過放射線源位置制御装置を示す図である。

【図3】線放射線源、ガンマカメラヘッドおよび扇形光束コリメータを示す図である。

【図4】一部切除を受けていない透過走査を示す図である。

【図5】一部切除を受けた透過走査を示す図である。

【図6】図1のカメラシステムによって捕集した異なるエネルギー範囲の放出データおよび透過データを処理する技術を示す図である。

【図7】図1のカメラシステムによって捕集した異なる

エネルギー範囲の放出データおよび透過データを処理する技術を示す図である。

【図8】図1のカメラシステムによって捕集した同じエネルギー範囲の放出データおよび透過データを処理する技術を示す図である。

【図9】長方形板透過放射線源および扇形光束コリメータを使用する代替態様を示す図である。

【図10】円錐光束コリメータを備えた点透過放射線源を示す図である。

【図11】円錐光束コリメータを備えた円板放射線源を示す図である。

【図12】非点収差コリメータを備えた線放射線源を示す図である。

す図である。

【符号の説明】

- 14 検査域
- 20 ガントリ
- 22 ガンマカメラヘッド
- 50 放射線源
- 62 コリメータ

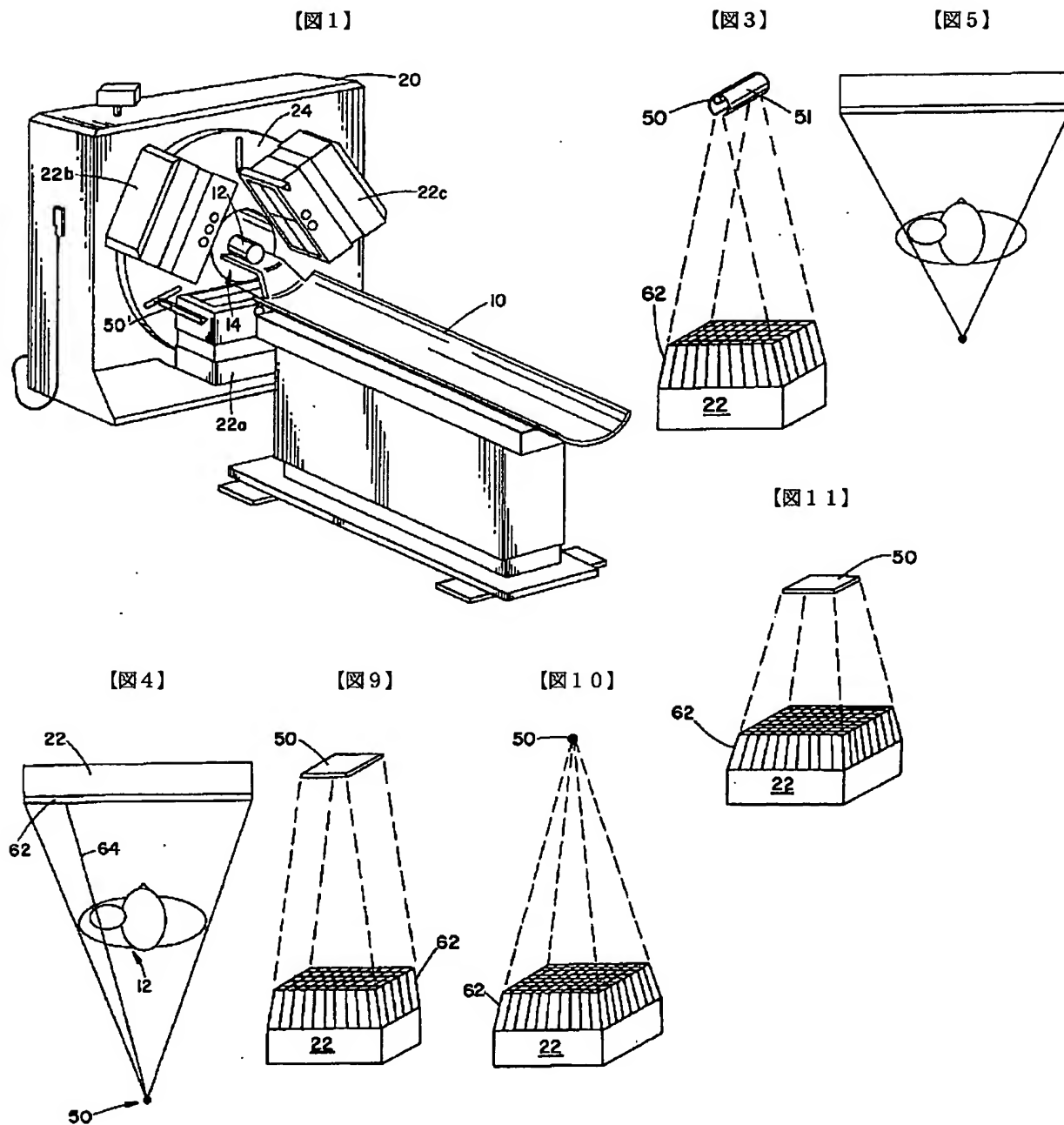
【手続補正9】

【補正対象書類名】図面

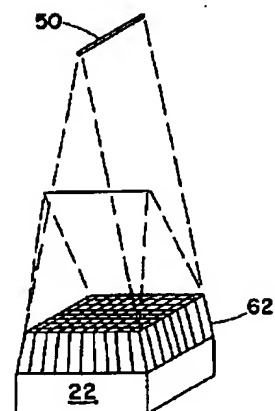
【補正対象項目名】全図

【補正方法】変更

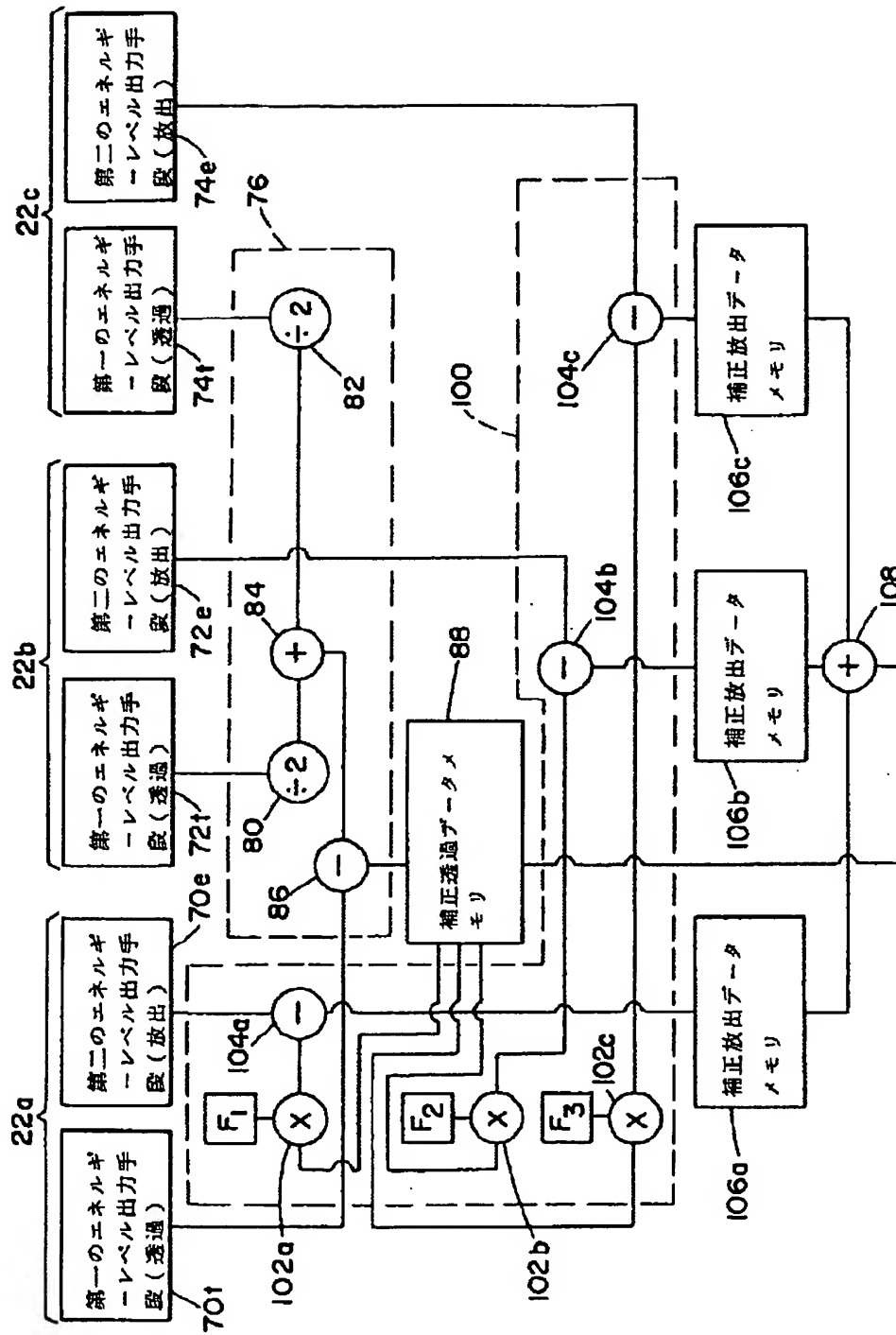
【補正内容】



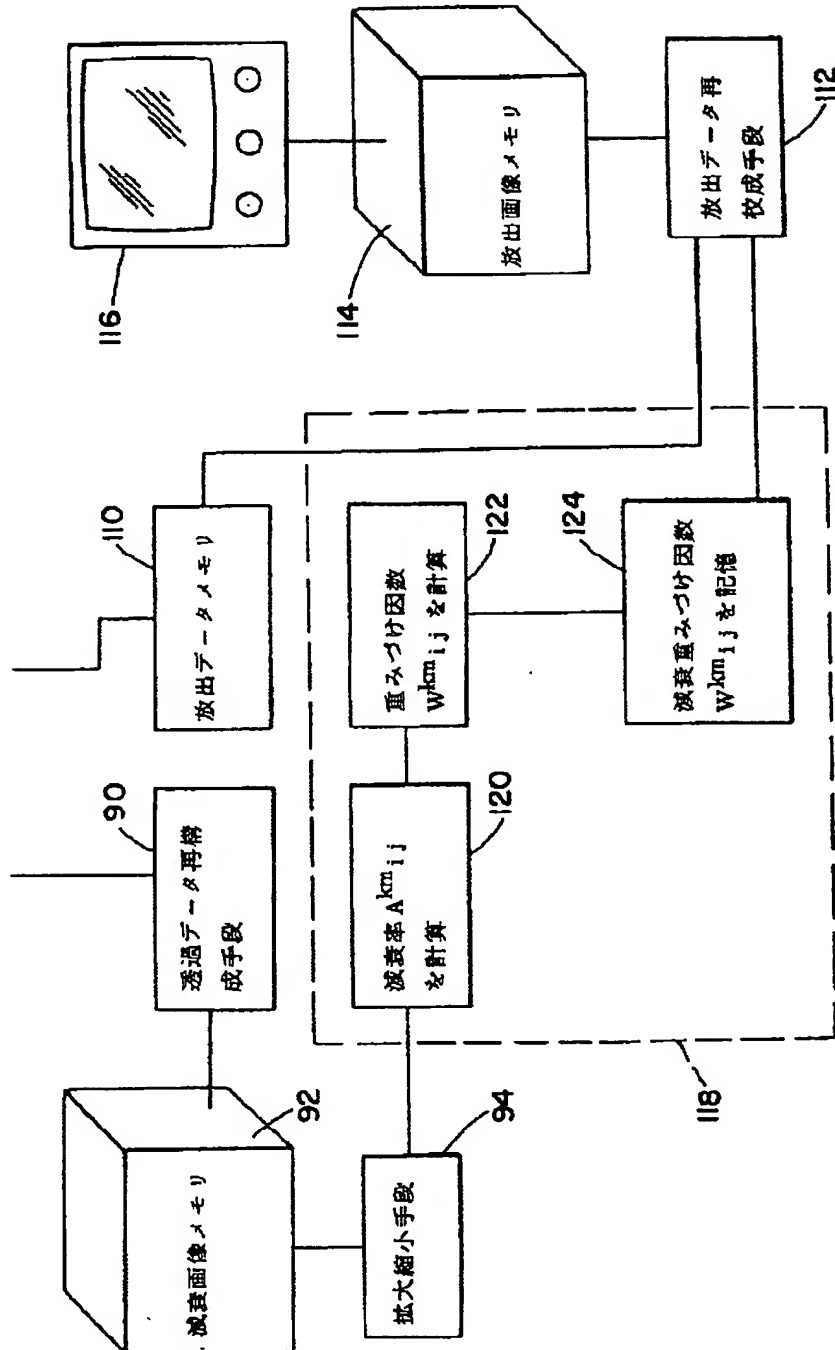
【图 12】



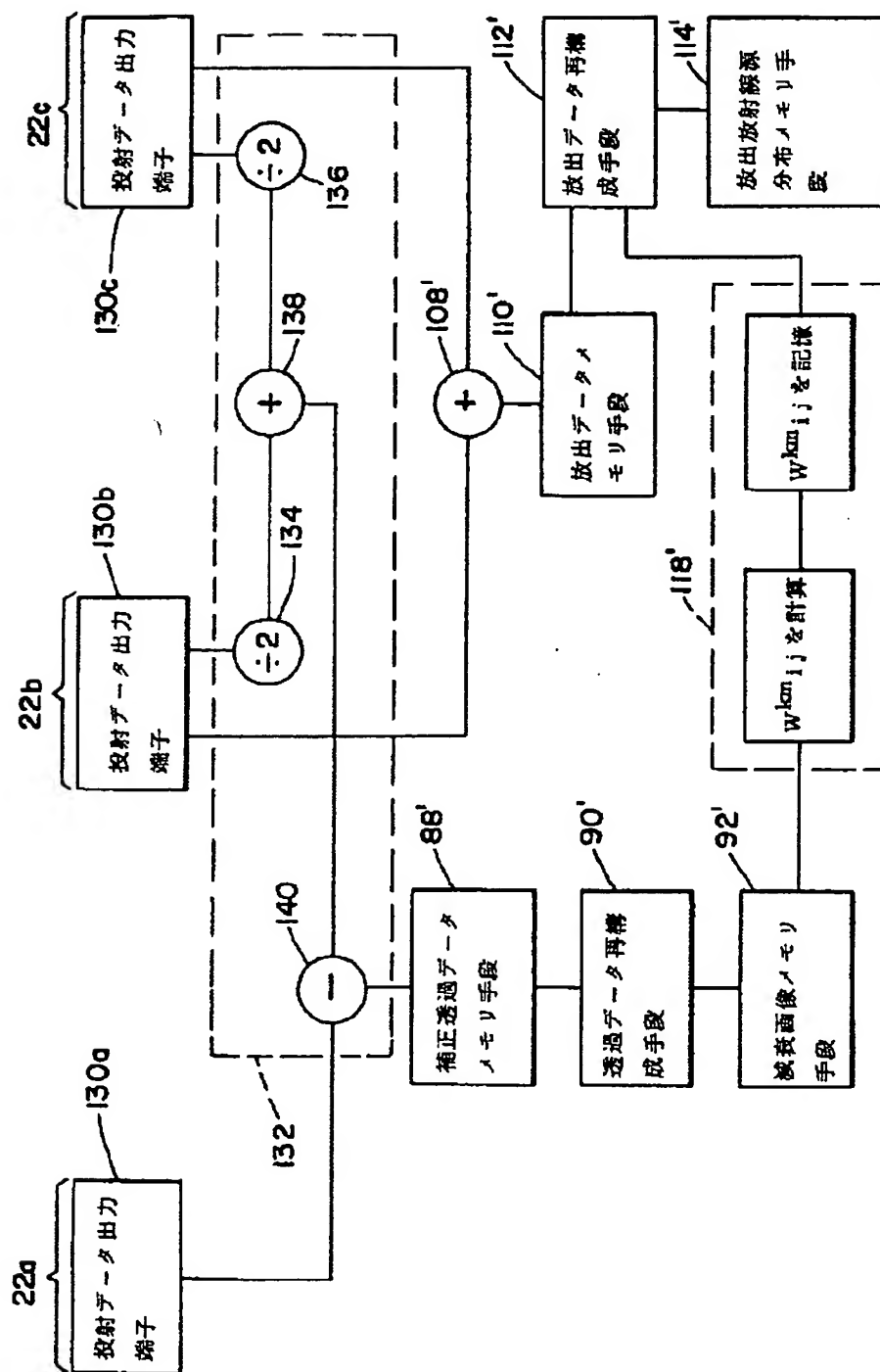
【図6】



【図7】



【図8】





## フロントページの続き

(71)出願人 592143633

ザ ユニヴァーシティ オブ ユタ  
THE UNIVERSITY OF U  
TAHアメリカ合衆国 ユタ州 84112, ソルト  
レイク シティ (番地なし)

(72)発明者 グラント ティ. グルバーク

アメリカ合衆国 ユタ州 84103, ソルト  
レイク シティ, イー. ノースクリフ  
ドライブ 789

(72)発明者 ヒュー ティ. モーガン

アメリカ合衆国 オハイオ州 44143, ハ  
イランド ハイツ, ダブリュ. ミル ドラ  
イヴ 1040

(72)発明者 チー ファ ツン

アメリカ合衆国 ユタ州 84108, ソルト  
レイク シティ, ユニヴァーシティ ヴ  
ィレジ 329

(72)発明者 ジェンシェン ロウレンス ゼン

アメリカ合衆国 ユタ州 84102, ソルト  
レイク シティ, サウス 1200 イー.  
343

(72)発明者 ボール イー. クリスチャン

アメリカ合衆国 ユタ州 84109, ソルト  
レイク シティ, ブルックボーン ロー  
ド 2944